

طراحی و شبیه سازی اتاق درمان با نوترون هایفوق حرارتی

محسن، محبی نژاد^۱؛ علی محمد، نیکو^{۲*}؛ مظاهر، راستگو^۳

^۱دانشگاه اصفهان، دانشکده علوم و فناوری های نوین، گروه مهندسی هسته ای

^۲دانشگاه صنعتی مالک اشتر، دانشکده علوم کاربردی، گروه فیزیک

^۳دانشگاه جامع امام حسین(ع)، دانشکده و پژوهشکده علوم پایه، مرکز تحقیقات پرتویی

چکیده

درمان غده‌های سرطانی موجود در مغز به دلیل حساسیت بالای نواحی مرتبط با تومور، همواره یکی از چالش‌های درمان آن می‌باشد. با کشف برهم کنش‌های هسته‌ای ذرات، روش‌هایی برای بکار بردن این برهم کنش‌ها در درمان، معرفی شده است. BNCT (تسخیر نوترونی بور) یکی از این روش‌هاست، که در آن از نوترون‌های اپی‌ترمال برای تخریب سلولهای تومور استفاده می‌شود. از این رو ساخت اتاقک‌های درمان برای بهره‌برداری از این روش و جلوگیری از آسیب‌های تابش اهمیت یافته است. در این مقاله طراحی اتاق درمان به روش BNCT و نیز حفاظ‌های مناسب استفاده از کد MCNPX، صورت گرفته است. سپس دزسنجی در محل‌های مختلف این اتاق، برای تعیین مکان‌های مجاز و غیر مجاز تردد، انجام شده است.

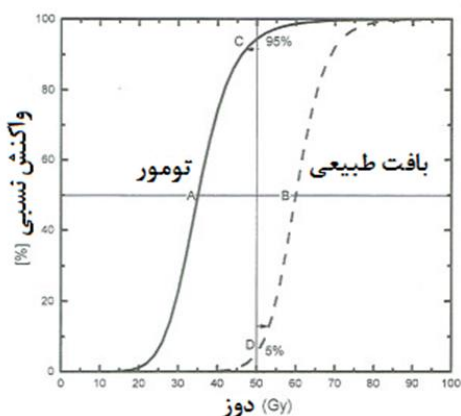
کلید واژه‌ها: نوترون فوق حرارتی، BNCT، سطح مقطع، اتاق درمان، MCNPX

مقدمه

با کشف رفتار ذرات در برهم کنش‌های هسته‌ای، شاخه‌ای جدید از علم به عنوان پرتو پزشکی شکل گرفت. در این شاخه از علم از واکنش‌های هسته‌ای ذرات در تخریب سلولهای تومور استفاده می‌شود. یکی از ذراتی که در پرتو پزشکی کاربرد دارد نوترون می‌باشد. با بکار بردن واکنش‌های نوترونی با سطح مقطع بالا می‌توان تومورهایی را که در محل‌های حساس مانند مغز قرار دارند را تا حدود زیادی از بین برد [۱]. واکنش مورد نظر در اینجا، جذب نوترون حرارتی توسط بور است. جذب طبیعی نوترون حرارتی توسط ایزوتوپ ^{۱۰}B در سال ۱۹۳۴ توسط Goldhaber ارائه شد. او کشف کرد که ^{۱۰}B تمایل زیادی به جذب نوترون کند و یا "حرارتی" (انرژی $> 0.1 \text{ eV}$) دارد. بلافاصله پس از گرفتن یک نوترون حرارتی ^{۱۰}B تبدیل به ^{۱۱}B می‌شود، پس از آن به ذرات پر انرژی آلفا پشته پست و یون ^۷Li تجزیه می‌شود. این ذرات در بافت، دارای طیف نفوذ ترکیبی ۱۳-۱۲ میکرومتراند (قابل مقایسه با ابعاد سلولی) و ترکیب متوسط انرژی جنبشی آنها MeV ۲/۳۳ است [۲]. سلولهای تومور به دلیل سوخت و ساز بالا با مصرف اکسیژن بالایی نسبت به بافت‌های طبیعی همراه می‌باشند. می‌توان از این ویژگی برای از بین بردن آنها سود جست. بدین صورت که با تزریق ترکیبات بور به صورت دارو و تمرکز آن در بافت، بافت مورد نظر توسط نوترون‌های فوق حرارتی بمباران



می شود. نوترون های رسیده به تومور به دلیل کاهش انرژی در مسیر حرارتی شده و به تومور می رسند. واکنش های صورت گرفته در تومور ناشی از بور موجود در آن و تولید ذرات آلفا و گاما و سپس تخلیه انرژی ذرات ثانویه در آن محل، تومور را از بین می برد. این واکنش با سطح مقطع بالا و میزان زیادی در تومور روی خواهد داد [۳]. ذره آلفای تولید شده در این واکنش دارای اثرات بیولوژیکی نسبی (RBE) بالا و برد بسیار ناچیزی است [۴]. این دو ویژگی در بالا رفتن کارکرد درمان کاملاً موثر است. واکنش های بافت های سالم و تومور در شکل ۱ نشان داده شده است [۵].



شکل ۱ منحنی دارو واکنش برای کنترل بافت سالم و تومور

همان گونه که در شکل ۱ مشخص است، بافت سالم تا حدود زیادی نسبت به بافت تومور از دریافت دز کمتری برخوردار می شود. این ویژگی نیز استفاده از این روش برای درمان را توجیه می کند. امروزه اینکار بدون عمل جراحی و با استفاده از نوترون های فوق گرمایی انجام می شود. در واقع نوترون های فوق گرمایی با عبور از بافت های مختلف سر و هنگام رسیدن به تومور به نوترون های گرمایی تبدیل می شوند [۶]. برای BNCT به یک چشمه ی نوترون نیاز است تا بتوان شار مناسبی از نوترون را برای این کار فراهم آورد. راکتور های تحقیقاتی، شتاب دهنده ها، چشمه های نوترون و دستگاه های پلاسمای کانونی از تولید کنندگان نوترون به شمار می روند. از این میان دستگاه پلاسمای کانونی به دلیل حجم کم، توانایی روشن و خاموش کردن و ایمن بودن، برای این کار مناسب شمرده می شود [۷].
شار و انرژی خروجی از پلاسمای کانونی به صورت زیر است.

$$\left. \begin{array}{l} 0.01 \text{ MeV} \\ 2.45 \text{ MeV} \\ 14.1 \text{ MeV} \end{array} \right\} \text{انرژی}$$
$$\left. \begin{array}{l} 1.0^9 \frac{n}{s} \\ 1.0^{10} \frac{n}{s} \\ 1.0^{11} \frac{n}{s} \end{array} \right\} \text{قدرت چشمه}$$



روش کار:

حداکثر شار چشمه مورد استفاده برابر 10^{11} و انرژی آن 1.4 MeV می باشد. لازم به ذکر است که مقدار دز مجاز بنابر اعلام سازمان انرژی اتمی $20 \mu\text{Sv}/\text{h}$ برای افراد پرتوکار اعلام شده است (برای افراد پرتوکار با ۵۲ هفته کار در سال و ۵ روز در هفته و ۸ ساعت در روز). محاسبات مربوط به ضخامت دیواره های اتاق درمان، با توجه به گامای حاصل از فرآیند پس پراکنی نوترون و اینکه هر 23 cm بتن، شار گامای فرودی را ۱۰ برابر کاهش می دهد، انجام شده است [۸]. برای آغاز محاسبات از رابطه قدرت گسیل ویژه ی گاما استفاده شده است:

$$\Gamma = 1.32 \left(\frac{R \cdot \text{m}^2}{\text{Ci} \cdot \text{s}} \right) R \equiv \text{rem} = 0.01 \text{ SV}$$

با توجه به حداکثر اکتیویته ی 10000 Ci کبالت موجود در رادیوتراپی ها و قرار دادن آن در رابطه ی قدرت گسیل ویژه ی گاما در واحد متر مربع به نرخ دز گاما می رسیم:

$$\Gamma = 1.32 \left(\frac{0.01 \text{ SV} \cdot \text{m}^2}{\text{Ci} \cdot \text{s}} \right) \times 10000 \text{ Ci} \times 1/\text{m}^2 = 132 \text{ S/h}$$

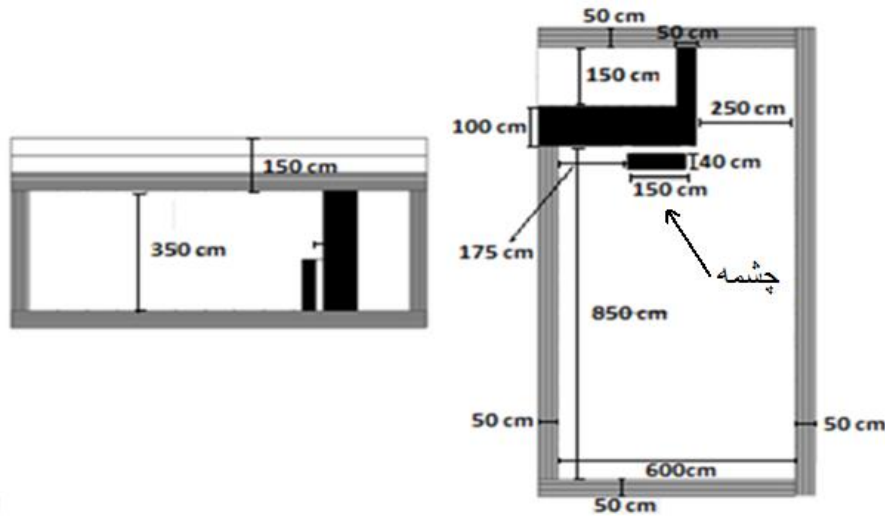
$$\dot{D} = 132 \frac{\text{SV}}{\text{h}}$$

$$\frac{\dot{D}}{D} = \frac{132 \frac{\text{SV}}{\text{h}}}{20 \mu \frac{\text{SV}}{\text{h}}} \cong 6 \times 10^6 \cong 10^7$$

از اینرو برای کاهش 10^7 برابری دز گاما برای رسیدن به دز مجاز به حدود 150 cm بتن نیاز داریم.

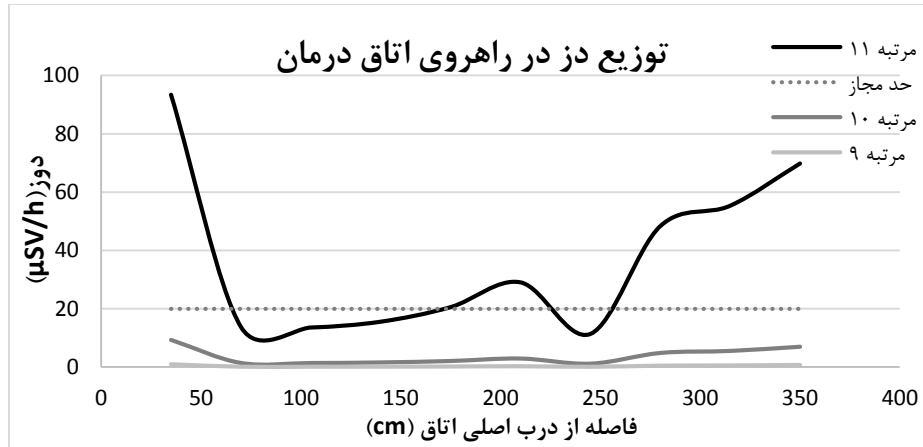
برای شبیه سازی اتاق درمان از کد محاسباتی $\text{MCNPX}2,6$ استفاده شده است.

ابعاد اتاق در شکل ۲ آمده است. این اتاق درمان در زیر زمین قرار دارد. این ویژگی، می تواند هزینه ی ساخت حفاظ را کاهش دهد. حفاظ بر اساس محل قرار گرفتن فرد پرتو کار در راهرو طراحی شده است. از طرفی طراحی یک دیوار سایه دقیقاً در پشت چشمه، برای مکان مهم حفاظت در برابر پرتو نیز هزینه های ساخت حفاظ سراسری را به میزان چشمگیری کاهش می دهد. این دیوار سایه به دلیل حجم کم و محل قرار گرفتن آن دارای هزینه ی جزئی و کارایی بالایی می باشد.



شکل ۲ طرح اتاق درمان به همراه افتاتوم

چشمه نوترون در پشت دیوار سایه قرار دارد. محاسبات برای این اتاق در حالت های مختلف شار بدست آمده است.



مقدار دز در سقف اتاق درمان برای مرتبه ۱۱ برابر $0.623 \mu\text{Sv/h}$ می باشد. که مقدار دز بسیار کمی است.

لازم به ذکر است که بدون در نظر گرفتن دیوار سایه دز در 35 cm فاصله از درب اتاق $122.8 \mu\text{Sv/h}$ اندازه گیری شده است. حال اگر چشمه به صورت سطحی در سطح جانبی اتاق درمان نصب گردد؛ میزان دز رسیده به راهرو کمتر خواهد شد و در این حالت، نقش دیوار سایه کم رنگ می شود.



بحث و نتیجه گیری

بر اساس نتایج بدست آمده و محاسبات انجام شده، مقدار حفاظ برای دز مرتبه ی ۹ و ۱۰ در فواصل لازم از درب اتاق درمان مناسب می باشد. حال برای تایید این محاسبات و انجام عملی آن باید حداقل یکی از محاسبات بدست آمده از مونت کارلو از نظر عملی تایید شود. برای این کار باید شبیه سازی را به طور عملی انجام داد، تا بتوان نتایج و صحت آنرا به طور عملی در آزمایشگاه با آشکار ساز بدست آورد. سپس این محاسبات برای طراحی اتاق درمان تایید می شود و می توان آنرا برای درمان در مورد انسان و نیز در دیگر موارد استفاده از چشمه ی نوترون بکار برد.

تشکر و قدردانی

با تشکر و سپاس فراوان از اساتید گرامی، جناب آقای مهندس کیانی و جناب آقای مهندس جهانبخش که در تمام مراحل پروژه با هدایت های مفید شان کمک یار من بودند.

منابع

- [۱] Steel, G. G. "Clonogenic Cells and the Concept of Cell Survival". In *Basic Clinical Radiobiology for Radiation Oncologists*. (London. UK: Edward Arnold), P. ۲۸-۳۹. ۱۹۹۳.
- [۲] IAEA-TECDOC-۱۲۲۳. Current status of neutron capture therapy. Vienna, Austria, May ۲۰۰۱, pp. ۱۱.
- [۳] ICRU. Photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissues, with data disk, ICRU Report ۴۶D, Bethesda-Maryland, USA, ۱۹۹۲,
- [۴] ICRU. Report of the RBE Subcommittee to the International Commission on Radiological Protection and the International Commission of Radiation Units and Measurements (ICRU), Health Physics, ۹, ۳۵۷-۳۸۶, ۱۹۶۳.
- [۵] Wong. C. \$, and R. P. Hill. "Experimental Radiotherapy" In *the Basic Science of Oncology*. I. F Tannock and R, P Hill I.Eds.). (New York. NY: McGraw-Hill), pp. ۳۲۲-۳۴۹. ۱۹۹۸.
- [۶] Emami, B., J. Lyman. A. Brown, L. Coia. M Goitcin. J. E. Monzinridcr, B. Shank, L J. Solin. M. Wesson. "Tolerance of normal tissue to therapeutic irradiation." *hit J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* ۲۱:۱۰۹-۱۲۲ (۱۹۹۱)
- [۷] IAEA-TECDOC-۱۲۲۳. Current status of neutron capture therapy. Vienna, Austria, May ۲۰۰۱, pp. ۱۹۲۱.
- [۸] Cember, Herman, Thomas E. Johnson. "Introduction to health physics." *Medical Physics*. ۵۵۱ (۲۰۰۸)